

ESTUDIO Y EVALUACIÓN DE LA FORMACIÓN DE IMÁGENES EN EL OJO HUMANO

Carlos Illueca Contrí⁽¹⁾, David Mas Candela⁽¹⁾, Consuelo Hernández Poveda⁽¹⁾, Jorge Pérez Rodríguez⁽¹⁾, Carmen Vázquez Ferri⁽¹⁾, Juan José Miret Mari⁽¹⁾, Begoña Doménech Amigot⁽¹⁾, Julián Espinosa Tomás⁽¹⁾, Jessica Rouarch⁽¹⁾

Universidad de Alicante⁽¹⁾

1. Introducción

Durante los últimos años se ha consolidado en el Departamento de Óptica de la Universidad de Alicante el grupo de Óptica y Ciencias de la Visión dedicado al estudio, desde el punto de vista óptico, del ojo humano y a su modelización, incidiendo en los aspectos que permiten la incorporación de datos personalizados. Nuestra principal aportación se hace desde el estudio de la propagación de la luz en el interior del ojo humano y en cómo afectan las diferentes superficies ópticas a la imagen final en cualquier plano considerado. El método desarrollado por nuestro grupo permite, a través de datos de topografías corneales y medidas axiales, simular el paso de la luz a través del ojo hasta llegar al plano de interés.

El algoritmo que dio origen a los cálculos de propagación se publicó en 1999 [1] y hacía referencia al cálculo de patrones de propagación de la luz en medios homogéneos e isotrópicos.

Se mostró que la técnica era aplicable al ojo humano permitiendo el acceso a cualquier plano luminoso en el interior del mismo.

Posteriormente se desarrollaron las técnicas y algoritmos necesarios para analizar la morfología corneal mediante el análisis de topografías [2]. Esta superficie es modelizada como superficie de fase que modula el haz incidente, produciendo una distribución de entrada que se propagará en el interior del ojo. Se aplicó el método a un ojo afáquico, obteniendo las distribuciones luminosas en cualquier patrón así como las cáusticas en cualquier meridiano y la distribución tridimensional de la PSF. Se establecieron criterios de calidad de la imagen retiniana y se elaboró un criterio objetivo para la determinación de patrones relevantes (plano de mejor imagen, focales de Sturm, etc.), con especial aplicación al caso de malformaciones corneales severas (queratoconos) [3].

El análisis del ojo completo, con cristalino incluido provocó la necesidad de modificar el algoritmo general para el cálculo de patrones propagados en el ojo humano [4]. Esto significó la elaboración de un nuevo algoritmo bajo nuevas condiciones de contorno [5]. La técnica desarrollada permite la simulación de la visión real de un ojo en una amplia variedad de condiciones y la determinación rápida y objetiva de criterios de calidad de imagen retiniana[6].

2. Modelo difractivo

En general, la calidad de la imagen formada por un elemento óptico se estudia mediante la interpretación de las superficies de onda propagadas en el ojo en función de polinomios normalizados (polinomios de Zernike) y así clasificar las aberraciones

básicas inducidas por las superficies refractivas (córnea y cristalino) en un plano imagen determinado (generalmente el plano retiniano). En nuestro caso, se modeliza la transmitancia de la córnea a partir de un ajuste en polinomios de Zernike del camino óptico recorrido por la luz al atravesar dicho elemento. Para ello hemos estudiado las diferentes configuraciones geométricas de la córnea y hemos optado por aquella más conveniente, en la que se tienen en cuenta las dos caras de la misma y la deflexión de los rayos en el interior de la misma [7].

Los coeficientes de propagación obtenidos para la córnea son corregidos para obtener el patrón desenfocado sobre la pupila de salida del sistema. En este punto la función de fase obtenida se acoplará con la función de transmitancia del cristalino y la función resultante se propagará hasta el plano de interés.

Admitimos para el cristalino o implante que lo sustituya dos tratamientos matemáticos diferenciados. En el caso de tratarse de un elemento refractivo, ya sea un cristalino real o una lente intraocular estándar, se procede a un tratamiento equivalente al de la córnea. Este tratamiento consiste en la evaluación y posterior descomposición del camino óptico de la luz al atravesar el medio en polinomios de Zernike. En el caso de tratarse de una lente difractiva, se procede a evaluar su transmitancia como un objeto puro de fase.

Los patrones a diferentes distancias se calculan siguiendo el algoritmo de cálculo rápido desarrollado por nuestro grupo, que permite la obtención de patrones en tiempo real a cualquier distancia en el interior del ojo. El acceso a dichos patrones es de gran utilidad, tanto para determinar la calidad de imagen retiniana como para el diseño de nuevos elementos e implantes intraoculares, así como para permitir la reconstrucción de una escena real tal y como se formaría en la retina y así visualizar, a priori los efectos de una intervención corneal o de un implante determinado.

Como ya hemos comentado, el algoritmo de propagación desarrollado nos permite determinar el campo, en amplitud y fase, en un plano cualquiera del interior del ojo. El tener acceso a la fase del campo resulta de gran importancia pues posibilita obtener la aberración de onda del ojo completo o de cualquiera de sus componentes. Hay que prestar especial atención al proceso de extracción de fase, ya que al implicar éste una inversión de funciones trigonométricas produce un valor de la fase con ambigüedad en el número de ciclos, lo que provoca una serie de franjas claras y oscuras en el rango $(-\pi, \pi)$. La manera de corregir esto es realizando un proceso de reconstrucción denominado “desenrollado de la fase” (phase unwrapping). Para ello hemos adoptado un proceso de las técnicas usadas en interferometría SAR (Synthetic Aperture Radar), campo en el que se ha tratado con profusión este tema. Tras reconstruir la fase y obtener la aberración de onda a partir de ella, únicamente nos queda su desarrollo en polinomios de Zernike para su posterior análisis.

Paralelamente al desarrollo de los algoritmos de propagación, nuestro grupo trabaja en la definición de parámetros de calidad objetivos que sean compatibles con los obtenidos por medios psicofísicos. Esto permite la validación de nuevas técnicas de cirugía ocular y la simulación de nuevos diseños en implantes intraoculares. En este sentido actualmente ya se está trabajando en estudio de intervenciones oculares refractivas (presbylasik) y en el diseño de nuevas lentes intraoculares.

Bibliografía

- [1] Pons, A.M., Lorente, A., Illueca, C., Mas, D., Artigas, J.M., J. Modern Optics, 46, (1043-1050), 1999.
- [2] Illueca, C., Mas, D., Pérez, J., Pons, A.M., Artigas, J.M., J. Modern Optics, 48, (811-829), 2001.
- [3] Mas, D., Pérez, J., Vázquez, C., Hernández, C., Illueca, C., J. Modern Optics, 50, (1335-1352), 2003.
- [4] Mas, D., Pérez, J., Hernández, C., Vázquez, C., Miret, J.J., Illueca, C., Optics Communications, 227, (245-258), 2003.
- [5] Pérez, J., Mas, D., Illueca, C., Miret, J.J., Vázquez, C., Hernández, C., J. Modern Optics, 52 (1161-1176), 2005.
- [6] Mas, D., Espinosa, J., Pérez, J., Illueca, C., J. Modern Optics, 53, (259-266), 2006.
- [7] Espinosa, J., Rouarch, J., Pérez, J., Illueca, C., Mas, D., Optik, (en prensa), 2006.